

法政大学学術機関リポジトリ
HOSEI UNIVERSITY REPOSITORY

双指向性マイクロホンを用いた脈拍測定及び血圧計測

| | |
|-----|---|
| 著者 | 鈴木 良律 |
| 出版者 | 法政大学大学院理工学・工学研究科 |
| 雑誌名 | 法政大学大学院紀要．理工学・工学研究科編 |
| 巻 | 57 |
| ページ | 1-4 |
| 発行年 | 2016-03-24 |
| URL | http://hdl.handle.net/10114/12710 |

双指向性マイクロホンを用いた脈拍測定 及び血圧計測

A study of new blood pressure estimation based on heartbeat signal that is captured by bi-directional microphones

鈴木良律

Hisamichi SUZUKI

指導教員 小林一行

法政大学大学院理工学研究科システム工学専攻修士課程

This paper describes a study of new blood pressure estimation based on heartbeat signal that is captured by bi-directional microphones. In order to detect heartbeat signal by using a microphone, one side of the microphone is sealed to enhance the sensitivity of the heartbeat signal. Preliminary experiments are carried out to detect heartbeat from finger and neck artery. According to the heartbeat phase difference between finger and neck artery, we found relation between heartbeat phase and blood pressure are highly correlated. Validity of proposed blood pressure measurement method is confirmed by actual measurement.

Key Words : bi-directional microphone, blood pressure, heartbeat signal

1. はじめに

現在日本は高齢化が進んでいる。日本の総人口は1億2,780万人だと言われている。その中の65歳以上の高齢者人口は過去最高の2,975万人になったと言われている。それは総人口の占める割合の23.3%と言われている。高齢者は病気にかかりやすく、それに伴い多くの人が病院へ通うことにより、医療費の増加に繋がるだけでなく、医師の過労により医療の質を下げる恐れがある。また医療費の増加は、個人の生活費に影響するだけでなく、国の予算問題にも影響を及ぼしている。このような問題の解決策として、毎日自分自身で健康状態をチェックし、健康管理および病気の再発や早期発見を行うことが考えられる。高齢者が増えると一人暮らしの孤独死が増える。今の日本は1時間に3人の高齢者が孤独死をしていると言われている。孤独死している人は死後2日以上経って発見されることが多い。それを防ぐために日ごろから脈拍を計測し、健康管理をしていく。病院で使われている脈拍計を使うとその時だけの一時的な脈拍しか測定することができない。それに対し指向性マイクロホンを使った脈拍計なら気軽に脈拍を測定できる。そしてその脈拍データを病院に送る。そうすることで、日ごろから脈拍を計測することで健康管理もでき、孤独死の早期発見もできる。

1.1. 本研究に関する従来研究

従来研究では指向性マイクロホンを使うことで脈拍を測定できるというところまでは研究が進んでいる。従来研究は指向性マイクロホンを使った脈拍計を自分で作成し、それで脈拍を計測していた。それに対し、本実験では指と頸動脈の2つを計測する。その脈波の

時間差、計測地点の距離を使って最高血圧を推定する。

1.2. 脈波について

1.2.1. 脈波

脈波とは、血液が心臓の収縮により大動脈に押し出された時に発生した血管内の圧力変化が末梢方向に伝わっていく時の波動のことである。この波動による血管内の圧力変化を捕らえたものが圧脈波であり、血管の容量変化を捕らえたものが容量脈波であり、病院では主に、心臓疾患や末梢動脈疾患の診断に用いられる。

1.2.2. 指尖脈波

指尖脈波とは、心臓から押し出された血液が手の指先で脈動として感じられるもので、心拍のリズムと同調している。

1.2.3. 頸動脈

頸動脈とは、頭頸部に血液を送る主管となる動脈管であり、左右総頸動脈から始まる。総頸動脈は外頸動脈と内頸動脈とに分かれるが、外頸動脈は頭と顔の顔面、および頸部の大部分に分布し、内頸動脈は眼窩内と頭蓋腔内の大部分の組織に分布する。

2. 本論の標題

指向性マイクロホンを使った脈拍計を作成し、それを使って脈拍を計測する。その計測したデータをフーリエ変換することでそれが脈波であることを調べる。

さらに首の頸動脈と指で計測した波形の差分、被験者の腕の長さを使って最高血圧の推定をする。

3. マイクロホンについて

指向性マイクロホンは株式会社ブリモの商品「小型エレクトレットコンデンサマイクロホン」を使用している。

指向性マイクロホンの直径は 10mm、厚さは 5mm、重量は 0.8g となっている。マイクロホンは大きく分けて 2 種類の構造「コンデンサマイクロホン」と「ダイナミックマイクロホン」がある。指向性マイクロホンの構造は商品名のようにコンデンサマイクロホンである。コンデンサマイクロホンは、コンデンサのように 2 枚の電極があり、電極が圧力の変化により振動することで電極の間隔が変動し、出力信号が変化する。

コンデンサマイクロホンは一般的に低周波帯域の計測ができない。これは、低周波では電極に伝わる圧力が弱く余り振動しないという理由と 2 枚の電極が同期し、電極の間隔が変化しないという理由の 2 つが原因となっている。2 枚の電極が同期する理由は、指向性マイクロホンの構造にある。指向性マイクロホンには表裏に気圧の出入り口がある。どちらから入っても検知することができる。低周波は波長が長く、高周波と違い直進性が余りない。そのため、低周波では圧力が裏面に回ってしまい、裏面表面で音を打消し合ってしまう。指向性マイクロホンを市販で売っているゴムの指サックに装着する。その指サックを指に装着することで表面と裏面を別の空間にする。そうすることで音が打ち消し合ってしまうのを対策した。



Fig.1 The double directional microphones

双指向性マイクロホンは表面と裏面の圧力の差分を出力している。そのため、双指向性マイクロホンの裏面を塞ぐと通常の指向性マイクロホンよりも低周波における感度がよくなる。

この提案手法の構造図を以下に示す。

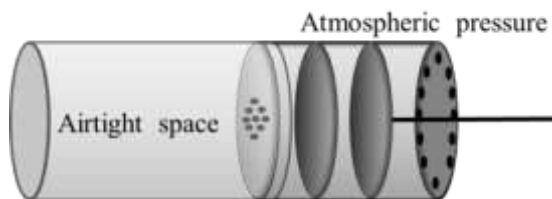


Fig.2 Structural drawing

この方法により、双指向性マイクロホンの周波数特性が Fig.3 のように変化した。

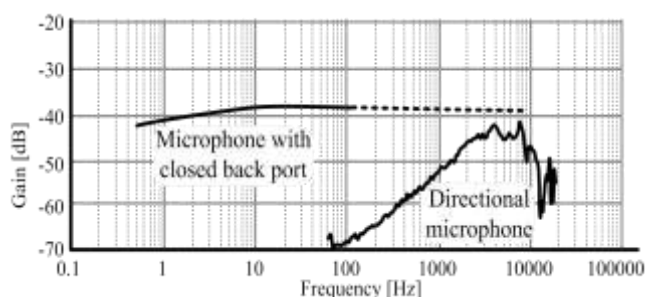


Fig.3 The frequency characteristic

本研究で使用した指向性マイクロホンの仕様を Table 1 に記す。

Table.1 The specification of the microphone

| | |
|------------------------|--------------------------|
| Diameter | 10mm |
| Thickness | 5mm |
| Sensitivity | -50dB \pm 3. 5dB |
| Impedance | 1. 0k Ω \pm 30% |
| Operating voltage area | 2V |
| Weight | 0. 8g |

4. 実験 I

4.1. 実験目的

指向性マイクロホンを使い、脈拍を波形として計測する。その波形をフーリエ変換することでそれが脈拍であることを確認する。

4.2. 実験方法

指向性マイクロホンを使った脈拍計を作成する。それを使って測った脈波のデータを MATLAB を使って解析する。フーリエ変換をすることで脈拍であることを証明する。

被験者が落ち着いている時と動悸が激しい時の波形を計測することで、その波形の違いを調べる。

被験者の頸動脈あたりに計測機器を押し当ててことで首の頸動脈でも脈拍を計測できるか調べる。



Fig.4 Experiment method

4.3. 実験結果

被験者 1, 2 が落ち着いている時、実験を行った結果、波形の周期は約 0.8s だった。被験者 2 の波形の周期は 0.9s だった。

被験者 1 の波形を Fig.5 に、被験者 2 の波形を Fig.6 に示す。

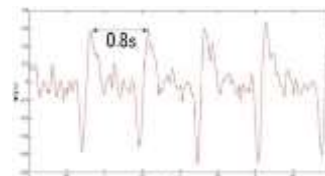


Fig.5 Corrugation of subjective 1

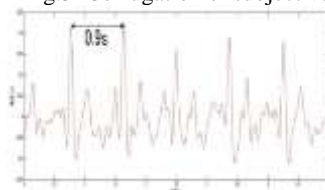


Fig. 6 Corrugation of subjective 2

Fig.4 と Fig.5 の波形をフーリエ変換する。1Hz 周辺でピークが出ていると、この Fig.5 と Fig.6 の波形が脈波であるという証明をできる。フーリエ変換した波形を下記の Fig.7 と Fig.8 に示す。

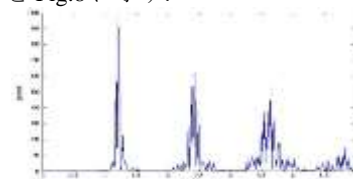


Fig.7 Corrugation of a Fourier transform

ピークが約 1.2Hz で見られた。



Fig.8 Corrugation of a Fourier transform

ピークが約 1.1Hz で見られた。

被験者 1, 2 の動悸が激しい時の波形を Fig.9, Fig.10 に示す。

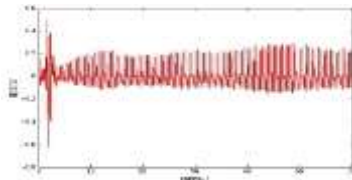


Fig.9 The corrugation when a heartbeat of subjective 1 is intense

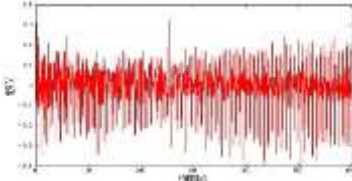


Fig.10 The corrugation when a heartbeat of subjective 2 is intense
Fig.9, Fig.10 の波形をフーリエ変換した波形を Fig.11, Fig.12 に示す.

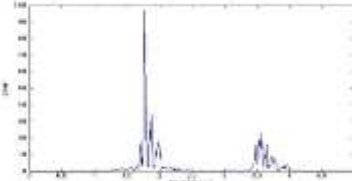


Fig.11 Corrugation of a Fourier transform
ピークが約 1.8Hz で見られた.

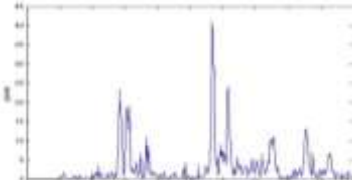


Fig.12 Corrugation of a Fourier transform
ピークが約 1.5Hz で見られた.
首で計測した波形を Fig.13 に示す.

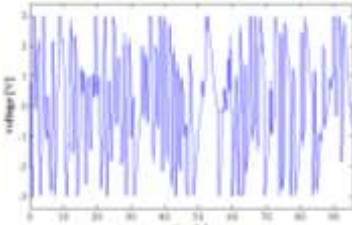


Fig.13 Corrugation of a neck artery
Fig.13 のフーリエ変換した波形を Fig.14 に示す.

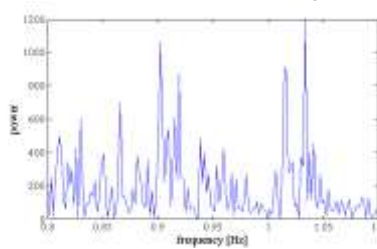


Fig.14 Corrugation of a Fourier transform

4.4. 考察

Fig. 5 の波形により被験者 1 の周期の平均値は 0.82166 s であった。この平均値から周波数を求めると、1.217Hz となる。これは被験者 1 のフーリエ変換の波形のピークの周波数と同じだと考えられる。同様に被験者 2 においての周期の平均値は 0.857156 s であった。この平均値よりフーリエ変換した波形のピークの周波数は 1.166Hz だと推測される。

動悸が激しい時におけるフーリエ変換の波形は落ち着いている時の波形に比べてピークの周波数の値が大きくなった。これは動悸が激しいと脈拍が上がるからだと思う。

Fig.14 において、1Hz 周辺にピークが見られるので脈拍は計測できていると考えられる。ほかの波形と比べて、

ピークが 1Hz 周辺に集中していないのは計測方法の問題だと考えられる。指は指サックを装着するため、密閉度が高い。それに対して、首の頸動脈の計測は首に計測機器を押し付けているため密閉度が低い。このことから、雑音が多く入ってしまったのだと考えられる。

5. 実験 II

5.1. 実験目的

市販されている血圧計の圧迫感が不快だという意見が多くある。そこで実験 I での頸動脈と指尖脈の情報を使って血圧を推定する。

指と首の頸動脈の伝搬速度の差分、被験者の腕の長さ、被験者の脈拍数。これらを使って最高血圧の推定式を提案する。

5.2. 実験方法

片方の手に指サックを装着し、余っている手でもう一つの計測機器を頸動脈の押し当てる。さらにもう一方の手に市販されている血圧計をつけ、同時に計測する。同時に計測をするのは、その脈拍を計測した際の最高血圧の値を知りたいからである。

この計測を被験者 21 人に行った。



Fig.15 Experiment method

5.3. 実験結果

指と首の頸動脈から取った波形を下記の Fig.16 に示す。

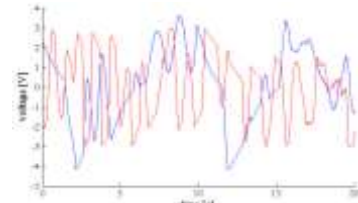


Fig.16 Corrugation of a finger and a neck artery
これらの波形から差分平均を求めた。

ピークの値が高い方の波形が指の脈波である。

被験者 21 人に行った計測結果を以下に示す。

Table.2 Measuring result

| 被験者 | 最高血圧 | 差分平均 | 脈拍(1分) | 脈拍(1秒) | 長さ(m) |
|-----|------|-------|--------|--------|-------|
| 1 | 122 | 0.089 | 77 | 1.283 | 0.87 |
| 2 | 112 | 0.100 | 67 | 1.117 | 0.80 |
| 3 | 97 | 0.126 | 56 | 0.933 | 0.87 |
| 4 | 118 | 0.118 | 60 | 1.000 | 0.83 |
| 5 | 119 | 0.063 | 69 | 1.150 | 0.89 |
| 6 | 116 | 0.092 | 67 | 1.117 | 0.88 |
| 7 | 107 | 0.125 | 95 | 1.583 | 0.81 |
| 8 | 99 | 0.112 | 81 | 1.350 | 0.78 |
| 9 | 108 | 0.105 | 64 | 1.067 | 0.92 |
| 10 | 112 | 0.136 | 68 | 1.133 | 0.84 |
| 11 | 109 | 0.106 | 82 | 1.367 | 0.88 |
| 12 | 113 | 0.096 | 75 | 1.250 | 0.79 |
| 13 | 117 | 0.099 | 97 | 1.617 | 0.91 |
| 14 | 110 | 0.109 | 98 | 1.633 | 0.90 |
| 15 | 118 | 0.086 | 87 | 1.450 | 0.82 |
| 16 | 116 | 0.079 | 94 | 1.567 | 0.86 |
| 17 | 147 | 0.107 | 80 | 1.333 | 0.93 |
| 18 | 115 | 0.121 | 74 | 1.233 | 0.87 |
| 19 | 108 | 0.122 | 85 | 1.417 | 0.87 |
| 20 | 116 | 0.110 | 60 | 1.000 | 0.80 |
| 21 | 99 | 0.144 | 67 | 1.117 | 0.78 |

差分平均、脈拍 (1 秒)、腕の長さの計測結果から最高血圧を推定する推定式を提案する。

P[mmHg]: 推定血圧

Δt [s]: 頸動脈のピーク時間と指尖脈波のピーク時間の差

L[m]: 頸動脈の計測場所から指先までの長さ

f[Hz]: 1 秒間での脈拍数

$$P = 64.6901 - 173.749\Delta t - 0.4312f + 79.3908L$$

この推定式を使った被験者の計測結果を以下に示す.

Table.3 Result by the estimated system

| 被験者 | 最高血圧 | 推定血圧 | 誤差 |
|-----|------|------|-----|
| 1 | 122 | 118 | 4 |
| 2 | 112 | 110 | 2 |
| 3 | 97 | 111 | -14 |
| 4 | 118 | 110 | 8 |
| 5 | 119 | 124 | -5 |
| 6 | 116 | 118 | -2 |
| 7 | 107 | 107 | 0 |
| 8 | 99 | 107 | -8 |
| 9 | 108 | 119 | -11 |
| 10 | 112 | 107 | 5 |
| 11 | 109 | 116 | -7 |
| 12 | 113 | 110 | 3 |
| 13 | 117 | 119 | -2 |
| 14 | 110 | 116 | -6 |
| 15 | 118 | 114 | 4 |
| 16 | 116 | 119 | -3 |
| 17 | 125 | 119 | 6 |
| 18 | 115 | 112 | 3 |
| 19 | 108 | 112 | -4 |
| 20 | 116 | 109 | 7 |
| 21 | 99 | 101 | -2 |

この結果を以下の Fig.17 に示す.

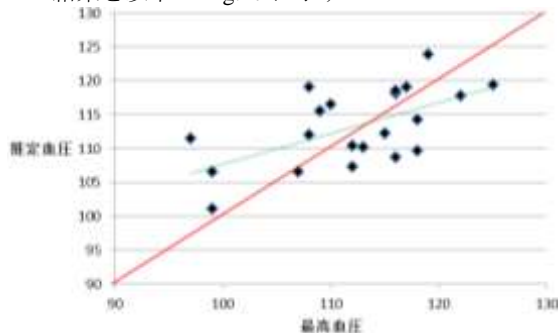


Fig.17 Experimental result

この散布図の近似直線は

$$y = 0.4538x + 62.33$$

を示した. X 軸を最高血圧, y 軸を推定式からの推定血圧にしているので, 図の $y = x$ の直線に乗るのが理想である.

今回の結果においては多少の誤差は見られた.

5.4. 考察

首の頸動脈から心臓までと, 指から心臓までの距離の違いから 2 つの脈波の時間差を考えた.

一般的に最高血圧は $\pm 10\text{mmHg}$ が誤差の範囲だと言われている. よって 21 人のデータから求められた推定式は正しいものだと考えられる.

誤差の範囲外だったデータは測定時の不具合または被験者が低血圧者, 高血圧者だったのではないかと考えられる. 本研究においては, それは考慮していない. 被験者の個人情報を知った上で実験を行えば, さらに良いデータが取れると思われる.

6. おわりに

実験 I によって, 指向性マイクロホンを使って脈拍を測定することができた. この測定ができたことで, 脈拍を手軽に測定できることが確認できた.

実験 II によって, 2 か所の脈拍の時間差, 腕の長さ, 脈拍を使って最高血圧を推定できることが確認できた. これにより, 計測時の圧迫感なしに血圧を計測できるようになる.

7. 今後の課題

最高血圧の推定式をより正確なものにするために, 被験者を増やす.

さらに安定した計測をするため, 計測機器を改良する.

参考文献

- 1) 小林一行: 最新 MATLAB ハンドブック 改定第二版
- 2) 総務省統計局: 「統計からみた我が国の高齢者」, 2011
- 3) 中沢卓実, 結城康博: 孤独死を防ぐ-支援の実際と政策の動向 2012